

## 배낭끈의 길이가 인체에 미치는 영향에 관한 연구

### The Effect of the Length of Backpack Strap on Human Body

김윤희\*      김효신\*      문정환\*  
비회원      비회원      정회원  
Y. H. Kim    H. S. Kim    J. H. Mun

#### 1. 서 론

노동환경건강 연구소의 조사(2002)에 따르면 발작물을 재배하는 농업인들의 약 80% 이상이 부적합한 작업 자세와 무거운 것을 들고 옮기는 작업, 장시간 동안 반복되는 동작으로 인해 근골격계 질환을 겪고 있으며, 주로 통증을 호소하는 부위는 다리(24.7%), 허리(23.1%), 어깨(3.3%) 순이다. 무거운 하중을 옮기는 가장 안정적인 방법 중 하나는 2개의 어깨끈으로 이루어진 배낭체계를 이용하는 것이지만(Data 등, 1971; Hong 등, 2005) 배낭체계의 과도한 부하나 부적절한 휴대방법(배낭의 형태, 배낭끈의 길이 등)은 통증을 발생시키고 심할 경우 등, 허리, 어깨 관련 근골격계 질환을 유발시킨다(Mackie 등, 2003). 배낭체계의 사용 중 하중은 가장 큰 변수로 작용하지만(Mackie 등, 2005) 배낭은 필요하중을 옮기는 시스템이기 때문에 무게를 줄이는 것이 용이하지 않다. 그러나 배낭끈의 길이는 개인의 편의에 맞추어 조절이 가능하므로 적절한 끈길이 조절을 통하여 배낭으로 인한 질환을 예방할 수 있다.

배낭끈의 길이를 고려한 선행 연구에서 Bobet 등(1984)이 배낭의 무게중심을 검상돌기에 위치시킨 경우와 배낭의 위쪽 끝이 컷블에 닿는 경우의 승모근과 척추기립근의 근전도를 분석한 결과, 배낭 끝이 컷블에 닿을 때 근육을 더 많이 사용하는 것을 알 수 있다. 하지만 이 연구의 경우 배낭이 상체와 하체에 복합적으로 영향을 줌에도 불구하고 상체만을 고려하였다는 점에서 한계가 있다. 또한 Grimmer 등(2002)은 배낭의 중심을 7번째 흉추(T7), 12번째 흉추(T12), 3번째 요추(L3)에 두고, 정적(static) 직립 자세에서 시상면의 인체 주요부위(이주, 7번째 경추, 어깨, 장골능, 대퇴부 대전자, 무릎)의 수평 변위를 관찰하였다. 그 결과 배낭이 T12에 위치할 때 어깨, 장골능, 대퇴부 대전자, 무릎에서의 변위가 가장 적었으므로 배낭이 T12에 위치할 때 가장 안정적이라고 결론을 내렸다. 하지만 배낭은 주로 하중을 옮기기 위한 목적으로 사용되고 이 과정에서 인체는 동적(dynamic) 상태에 있다.

일반적으로 배낭을 메고 행하는 행동의 대부분은 보행이므로 보행의 안정성 평가를 통해 배낭의 상태변화가 인체에 미치는 영향을 분석할 수 있다. 보행에서 외발지지 구간보다 양발지지

\* 본 연구는 농림기술관리센터 연구과제로 수행중임.

\* 성균관대학교 생명공학부 바이오메카트로닉스학과

구간이 안정성이 더 높기 때문에 인체가 불안정해질 때 양발 지지 시간의 비율이 증가하여 보행의 안정성을 높인다(Hong 등, 2000). 보행 시 지면반력이 증가하면 골절, 물집 등의 하지 상해의 발생 가능성이 높아진다(LaFiandra 등, 2004). 그러므로 지면반력의 측정을 통해 하지에 미치는 영향을 분석할 수 있다. 그리고 배낭을 메고 보행을 할 때 상체의 경우 근육의 과도한 긴장으로 인해 상해와 질환의 발생 가능성이 높아진다(Bobet 등, 1984). 여러 선행연구에서 이상의 요인들을 통해 배낭의 영향을 분석하였다.

따라서 본 연구에서는 정적 상태에서 배낭끈의 길이가 인체에 미치는 영향을 분석한 선행 연구(Grimmer 등, 2002)의 결과가 동적 상태에서도 일치하는지를 지지 시간, 스트레스 평가지수, 근전도 분석을 토대로 입증하고자 한다.

## 2. 재료 및 방법

피실험자는 근골격계나 신경계 질환이 없는 신체 건강한 20대 성인 남성 3명이다. 전체 키 평균은 175.6cm(±6.2cm)이며, 몸무게의 평균은 65.0kg(±2.0kg)이다. 실험자들은 인체의 움직임을 포착하기 위한 광학마커와 근육의 활동 측정을 위한 근전도 부착 후 지면반력기가 설치되어 있는 구간을 보행하였다. 실험은 피실험자의 7번째 흉추(T7), 12번째 흉추(T12), 3번째 요추(L3)에 특수 제작한 배낭(LaFiandra 등, 2002, 2004)의 무게중심을 맞추고(Grimmer 등, 2002) 3회 반복 시행하였다. 배낭의 무게는 피실험자 몸무게의 20%에서 보행 패턴의 큰 변화가 나타나므로(Kinoshita 등, 1985) 이보다 작은 피실험자 몸무게의 10%로 고정하였다. 그리고 기준 데이터를 위해 배낭을 메지 않고 정상 보행을 실시하였다.

보행 주기는 크게 외발 지지(single support) 구간과 양발 지지(double support) 구간으로 나뉜다. 보행 시 양발로 지지하는 순간이 외발로 지지하는 순간보다 더 안정적이므로 인체는 불안정해지면 양발 지지 시간(double support time; DST)의 증가와 외발 지지 시간(single support time; SST)의 감소를 통해 보행을 안정시킨다(Hong 등, 2000). 따라서 SST와 DST를 통해 보행의 안정성을 파악할 수 있다. 그리고 인체에 작용하는 힘이 커질수록 인체는 불안정해진다. 이 힘을 나타내는 지표로 스트레스 평가지수를 사용하였다. 스트레스 평가지수는 SSSI(single support stress index)와 DSSI(double support stress index), TSSI(total support stress index)로 나누어 분석하였으며 다음 식을 통해 구할 수 있다.

$$StressIndex = (Impulse / SL) \times 100 \quad (1)$$

식 (1)에서 Impulse는 보행하는 동안 사람의 몸에 축적된 스트레스를 평가하는데 사용하는 충격량을 의미한다.

선행연구(Bobet 등, 1984)에 따르면 승모근은 배낭의 조건 변화에 가장 민감하게 반응하는 근육이고 척추기립근은 등 근육 중 주요한 신근(extensor)으로 배낭을 메는 사람들이 종종 통증을 호소하는 부위이다. 따라서 승모근과 척추기립근에 근전도를 부착하였다. 보행 중 팔의 움직임

임이 승모근의 활동에 큰 영향을 미치기 때문에 승모근의 활동을 구속시키기 위해 오른쪽 팔꿈치를 구부려 가슴 높이로 고정 시킨 상태로 걸었다(Bobet 등, 1984). 실험 후, 근전도 신호의 평균 근전도 값(AEMG; average EMG value)을 구하고 배낭을 메지 않은 근전도 신호로 배낭을 메었을 때의 근전도 신호를 정상화(normalize) 하였다.

이상의 결과는 SAS를 이용하여 다변량 분산분석(MANOVA)을 하였고 유의성 수준은  $\alpha = 0.05$ 로 하였다.

### 3. 결과 및 고찰

Fig. 1에서 각 TST에 대한 DST와 SST가 차지하는 비율을 보면 배낭을 메었을 때 DST의 비율이 증가하고 SST의 비율이 감소하였다( $p < 0.01$ ). 그리고 배낭의 위치변화에 따라 T12, T7, L3 순으로 DST의 비율이 증가하였다. 이는 보행의 안정성을 높이기 위하여 DST를 증가시키고 SST를 감소시켰기 때문이다. 결과적으로 배낭이 T12에 위치할 때 DST가 가장 작게 나타나( $p < 0.01$ ) 인체가 가장 안정적임을 알 수 있다.

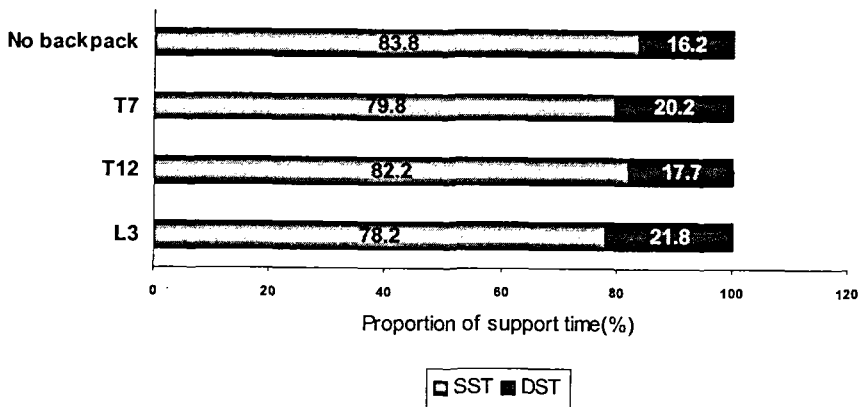


Fig. 1 Proportion of support time.

지면반력을 이용한 스트레스 평가지수의 결과를 Table 1에 나타내었다. 배낭을 멘 경우 메지 않았을 때(No backpack)보다 스트레스 평가지수가 모두 증가하였다. 그리고 DSSI와 TSSI는 T12, T7, L3 순으로 증가하였다. Martin과 Nelson(1986)의 연구에서 지지 구간 동안 신체의 근골격 구조, 특히 하지에 미치는 스트레스의 영향은 크다고 하였다. 외발 지지 구간보다 두 발로 지지하는 양발 지지 구간에서 두 다리에 미치는 하중의 스트레스도 적어진다. 그러므로 DSSI의 증가는 한쪽 발에 가해지는 충격량을 감소시켜 보행을 안정시키려는 현상이다. 배낭 끈 길이의 변화에서 DSSI는 큰 변화( $p < 0.05$ )를 보였다. 이를 통하여 배낭의 위치가 L3일 때 보행이 가장 불안정하고 T12에서 가장 안정적임을 알 수 있다.

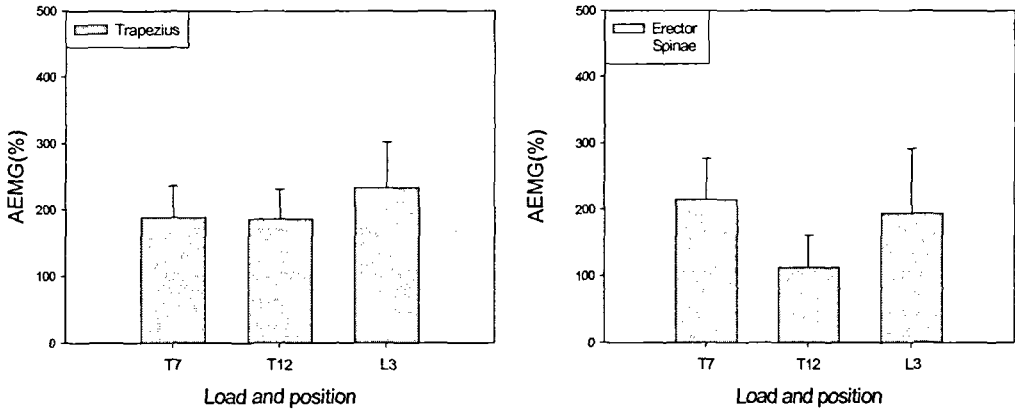
근전도 신호의 결과 배낭을 메었을 때 모든 AEMG가 증가하였다(Fig. 2). 그리고 승모근과 척추기립근 모두 T12에서 AEMG가 가장 작게 나타났으므로 T12에서 근육의 활동성이 가장

낮은 것을 알 수 있다.

**Table 1** Mean values[SD] of kinetic variables.

Load and position	SSSI	DSSI	TSSI
No backpack	31.50[0.19]	4.17[1.12]	35.68[0.97]
T7	34.40[3.22]	5.31[1.31]	39.71[2.74]
T12	33.58[0.79]	4.44[1.20]	38.05[1.32]
L3	34.40[2.19]	5.68[1.13]	40.20[1.93]

※ SSSI : single support stress index, DSSI : double support stress index, TSSI : total support stress index, SD : standard deviation



**Fig. 2** AEMG

#### 4. 요약 및 결론

본 연구는 정적 상태에서 배낭끈의 길이가 인체에 미치는 영향을 분석한 선행 연구(Grimmer 등, 2002)의 결과가 동적 상태에서도 일치하는지를 입증하고자 하였다. 그 결과는 요약하면 아래와 같다.

1. DST는 T12, T7, L3 순으로 증가하였다. 이는 배낭의 위치가 T12일 때 가장 안정적임을 보여 준다.
2. DSSI와 TSSI가 T12, T7, L3 순으로 증가함으로써 T12에서 스트레스가 가장 적은 보행을 하고 있음을 알 수 있다.
3. 승모근과 척추기립근에서 AEMG는 모두 T12에서 가장 작게 나타남으로써 배낭이 T7과 L3 보다 T12에 위치할 때 안정적인 보행을 한다는 것을 알 수 있다.
4. 결과를 종합하면 보행을 할 때도 선행연구와 동일하게 T12에서 인체가 가장 안정적이라는

결론을 내릴 수 있다.

본 연구의 결과는 농작업 뿐만 아니라 일상생활에서도 광범위하게 적용될 수 있을 것으로 사료된다. 향후에는 보행패턴의 변화를 보이게 하는 배낭의 하중을 고려하고 배낭의 위치를 좀더 세분화하여 동적상태에서 인체에 영향을 가장 적게 미치는 배낭의 위치를 선정하고자 한다.

## 5. 참고문헌

1. Bobet, J., Norman, R.W. 1984. Effects of load placement on back muscle activity in load carriage. *Applied Physiology* 53:71-75.
2. Data, S. R. and Ramanathan, N. L. 1971. Ergonomic comparison of seven modes of carrying loads on the horizontal plane. *Ergonomics* 14:269-278.
3. Grimmer, K. A., Dansie, B., Milanese, S., Ubon pirunsan and Patricia Trott. 2002. Adolescent standing postural response to backpack loads: a randomised controlled experimental study. *BMC*.
4. Holewijn, M. 1990. Physiological strain due to load carrying. *Eur. J. Appl. Physiol.* 61: 237-245.
5. Hong, Y. and Brueggemann, G. P. 2000. Changes in gait patterns in 10-year-old boy with increasing loads when walking on a treadmill. *Gait and Posture* 11:254-259.
6. Hong, Y., Li, J. X. 2005. Influence of load and carrying methods on gait phase and ground reactions in children's stair walking. *Gait & Posture* 22:63-68.
7. Kinoshita, H. 1985. Effects of different loads and carrying systems on selected biomechanical parameters describing walking gait. *Ergonomics* 28:1347-1362.
8. LaFiandra, M., Holt, K. G., Wagenaar, R. C., Obusek., J. P. 2002. Transverse plane kinetics during treadmill walking with and without a load. *Clinical Biomechanics* 17:116-122.
9. LaFiandra, M. and Harman, E. 2004. The distribution of forces between the upper and lower back during load carriage. *Medicine & Science in sports & Exercise*;460-467
10. Mackie, H. W., Stevenson, J. M., Reid, S. A., Legg, S. J. 2005. The effect of simulated school load carriage configurations on shoulder strap tension forces and shoulder interfaced pressure. *Applied Ergonomics* 36:199-206.
11. Mackie, H. W., Legg, S. J., Beadle, J., Hedderley, D. 2003. Comparison of four different backpacks intended for school use. *Applied Ergonomics* 34:257-264
12. Martin, P. E., Nelson, R. C. 1986. The effect of carried loads on the walking patterns of men and women. *Ergonomics* 29:1191-1202.